

A1



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①2 **Offenlegungsschrift**
①0 **DE 43 22 620 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁶:
A 61 B 3/107

②1 Aktenzeichen: P 43 22 620.5
②2 Anmeldetag: 7. 7. 93
④3 Offenlegungstag: 12. 1. 95

DE 43 22 620 A 1

⑦1 Anmelder:

Jean, Benedikt, Prof. Dr.med., 88138 Sigmarzell,
DE; Bende, Thomas, Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., 72116
Mössingen, DE

⑦4 Vertreter:

Bende, T., Dipl.-Phys Dr.rer.nat., 72116 Mössingen

⑦2 Erfinder:

gleich Anmelder

⑤4 Verfahren zur Bestimmung der Oberflächentopometrie einer reflektierenden Oberfläche

- ⑤7 Die Verfahren der dynamischen Projektion von Mustern und die Auswertung der zurückfallenden Bilder von Oberflächen oder von Teilreflexionen an verschiedenen hintereinander liegenden optischen Flächen (optische Grenzflächen im menschlichen Auge) ist bislang nirgends verwirklicht. Erfindungsgemäß lassen sich damit bislang in der Mikrochirurgie des Auges wie auch gegebenenfalls im Bereich des technischen Messens auftretende Fragen der
- * Optimierung des abgestrahlten Linienmusters
 - * die relative Lage von reflektierten Mustern, entstehend aus verschiedenen Purkynebildern
- dazu benutzen auch die individuell unterschiedliche und anhand von Signaturen und Strukturen des äußeren Auges nicht objektivierbare Lage der Sehachse eines Patienten zu bestimmen. Dies wiederum hat entscheidende Konsequenzen zur Auswertung von Hornhauttopometrien insgesamt. Dabei wird erstmals objektivierbar, ob ein Oberflächenmerkmal, welches in der Bildauswertung der Videokeratometrie exzentrisch liegt, zustande kommt durch tatsächlich exzentrische Lage auf dem Prüfobjekt oder durch exzentrische Position des Prüfobjektes im Bezug auf die Aufnahmeeinheit. Die Relevanz dieser Aussage ist für die Mikrochirurgie der Augenhornhaut von großer Bedeutung.

DE 43 22 620 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der dynamischen Oberflächentopometrie eines reflektierenden Körpers.

Derartige Verfahren sind insbesondere bei der Vermessung der Augenhornhaut, der Linsenoberfläche, oder jedes anderen technischen sphäroidalen Körper anwendbar.

Unter dem Begriff der Videokeratometrie werden bisher statische konzentrische Ringmuster, sogenannte Placidoscheiben aus konzentrischen schwarzen, weißen oder farbigen Ringen auf die menschliche Hornhaut projiziert. Die Reflektion von der Hornhautoberfläche werden hierbei mit einer Videokamera zur rechnerischen Verarbeitung aufgenommen. Von besonderem Interesse sind dabei die Abstände der Verformungen der Struktur des Reflektionsmuster im Vergleich zu einem Meßnormal. Im Falle der Vermessung einer Augenhornhaut besteht das Meßnormal in einer bekannten Oberfläche, die für eine korrekte Auswertung/Bewertung der Hornhautoberfläche benötigt wird. Die Analyse der genannten Abweichungen vom Meßnormal liefert Aussagen über den Krümmungsradius der Hornhaut, sowie über Abweichungen von einer sphärischen Oberfläche, wie sie bei einem Astigmatismus vorhanden ist.

Bekannte Druckschriften zu einem solchen Verfahren sind bzw. die US 497821, US 4863260 u. US 4772115, P 43 01 525.5, P 43.08 949.6. Die Zuordnung des Reflektionsmusters zu den eingeblendeten Projektionsringen gilt häufig als schwieriges und nicht selten mit Fehler behaftetes Unterfangen dar.

Die Schwierigkeit in der Zuordnung ist dann groß, infolge einer defekten Hornhautoberfläche oder einer komplexen Oberflächenstruktur eines technischen Körpers, wenn im Reflektionsmuster ein ursprünglich in sich geschlossener auf die Hornhaut projizierter Ring dergestalt verändert wird, daß mehrere Ringe sich an einer oder mehreren Stellen berühren. Durch falsche Zuordnung nicht zusammengehörender Strukturen eines Reflektionsmusters bei einem bestimmten, eingeblendeten Projektionsring ergeben sich gravierende Folgefehler, bzw. in Form einer falschen Bestimmung des Krümmungsradius oder in Form einer falschen Bestimmung der Abweichung der Oberfläche des zu messenden Körpers vom Meßnormal. Die bisher gebräuchlichen Verfahren mit diesen Merkmalen benutzten statische Muster. Linien, Muster und Farben sind nicht veränderbar.

Erfindungsgemäß wird an Stelle der statischen Projektion eines Musters eine dynamische Projektion vorgeschlagen. Dabei wird auf einem rotierenden Arm oder einer rotierenden Struktur in Helligkeit, Farbe und Abstand unterschiedliche Lichtpunkte auf das Objekt abgestrahlt. Durch eine geeignete Taktfrequenz der verwendeten Aufnahmekamera, entstehen aus diesen rotierenden Lichtpunkten wiederum geschlossene Ringstrukturen. Abb. 1.

Die Erfindungshöhe ergibt sich daraus, daß nur die nach den Eigenschaften des verwendeten Körpers, den Anforderungen auf die Auflösung des Systems oder unterschiedliche Meßanforderungen für zentrale, mittelperiphere und periphere Teile des Prüflings/der Augenhornhaut unterschiedliche Auflösungen dergestalt erreicht werden können, daß die Merkmale der abstrahlenden Lichtpunkte der besonderen Anforderung angepaßt werden können. Dies bedeutet insbesondere, daß die Abstände verkleinert oder vergrößert, eine entspre-

chende Farbcodierung eingeführt, oder ein besonderes Gebiet (Region of interest) mit höherer Auflösung vermessen werden können.

Weiterhin können die auf gebrachten Lichtpunkte interaktiv zu dem Auswerteprogramm so verändert werden, daß für grob irregulärer Körper verschiedene Muster untersucht und die bestmögliche Linien- oder Musterstruktur ausgewählt werden kann. Daraus ergibt sich eine wesentliche Steigerung der Aussagefähigkeit der Oberflächentopometrie/der medizinischen Videokeratometrie.

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Bestimmung der Oberflächentopometrie mittels einer dynamischen Musterprojektion ist ein vielfältiges, nahezu mit technisch und medizinisch anwendbares Verfahren. In einer speziellen Anwendung kann das Verfahren auch zur Bestimmung der Sehachse oder der Lagebestimmung des Hornhautapex und der Linsenzentrierung benutzt werden.

Eine Sonderform der Anwendung der dynamischen Musterprojektion ist geeignet zur Bestimmung der Lage der Augenlinse/der Lage einer implantierten Kunstlinse im Bezug zum Hornhautapex.

Das Verfahren beruht in dieser Variante auf der Auswertung der sogenannten Purkynebilder.

Als Purkynebilder werden die Teilreflexionen einer auf das Auge gerichteten Lichtquelle an den optischen Grenzflächen (Hornhautoberfläche, Hornhaurückfläche, Linsenvorderfläche, Linsenrückfläche usw.) bezeichnet. Diese Teilreflexionen werden erfindungsgemäß benutzt, um bei der Abbildung einer kreisenden hellen Lichtquelle, deren Teilreflexionen an verschiedenen, hintereinanderliegenden Opt. Grenzflächen aufzufangen und auszuwerten. Abb. 2.

Wird dabei das erste und dritte Purkynebild aufgefangen, so entstehen konzentrische Kreise dann, wenn der Linsen- und der Hornhautapex auf einer Linie liegen. Bei Dezentrierung der Linse hingegen ist der Kreis des Purkynebildes 3 gegenüber demjenigen des Purkynebildes 1 dezentriert. Abb. 3.

Im Falle einer implantierten Kunstlinse wie auch der normalen Augenlinse läßt sich daraus qualitativ eine Dezentrierung der Augenlinse gegenüber der Hornhaut erkennen und dabei ein "Hornhautastigmatismus" von einem "Linsenastigmatismus" (= klinische Terminologie) unterscheiden. Aus dem Maß der Exzentrizität des Ringes von Purkynebild 3 zu demjenigen von Purkynebild 1 läßt sich die Linsendislokation in Größe und Richtung meßtechnisch erfassen. Abb. 3b: d,x).

Dieses Verfahren ist darüber hinaus geeignet, die Sehachse eines Patienten bei Fixation einer angebotenen punktförmigen Lichtquelle zu objektivieren. Bei Fixation einer Lichtquelle richtet der Patient die Stelle des schärfsten Sehens an der Netzhaut (Macula, Foveola) so ein, daß diese Lichtquelle direkt in die Foveola abgebildet wird. (Abb. 4a). Diese Sehachse ist in keiner Weise vom äußeren Auge, der Augenposition oder Strukturen des äußeren Auges, wie beispielsweise dem Rand der Pupille ableitbar; nur der Patient selbst kann diese Sehachse einstellen. Für eine Vielzahl von Untersuchung- und Behandlungsaufgaben in der Mikrochirurgie des Auges muß aber die für jeden Patienten unterschiedliche, individuelle Position der Sehachse meßtechnisch erfassbar sein. Abb. 4b.

Erfindungsgemäß wird bei Fixation einer Lichtquelle die relative Lage von Purkynebild 1 und Purkynebild 3 in Betrag und Richtung erfaßt und archiviert. Auf diese Weise gelingt es umgekehrt, die Sehachse durch Nut-

zung dieser beiden Signaturen (Purkynebild 1 u. Purkynebild 3) von außen festzulegen. **Abb. 4b.**

Damit ist es im klinischen Kontext möglich zu entscheiden, ob ein auf der Oberfläche der Augenhornhaut aufgebrachtes oder vorhandene Abbildungsmerkmale in Bezug auf die Sehachse zentrisch oder exzentrisch liegt. Bisher ist diese Unterscheidung an der gewonnenen Oberflächentopometrie nicht möglich. Die Videokeratometrie kann nicht unterscheiden, ob ein gegebenes, von der Hornhaut zurückfallendes Muster die exzentrische Lage eines Oberflächenmerkmals wiedergibt oder eine exzentrische Fixation des Patienten (exzentrische Position des aufgenommenen Objektes) eine solche exzentrische Lage nur vortäuscht.

Damit ist eine wesentliche Erfindungshöhe gegenüber allen bisherigen objektiven Oberflächenmeßverfahren der Augenhornhaut gegeben.

Bezugszeichenliste

1 rotierender Arm	20
2 Lichtaustrittsstelle (CWL, Diode etc.)	
3 Lichtquelle	
4 Purkyne-Bild 1 = Hornhaut Vorderfläche	
5 Purkyne-Bild 2 = Hornhaut Rückfläche	25
6a Purkyne-Bild 3 = Linse Vorderfläche, zentrisch	
6b Purkyne-Bild 3 = Linse Vorderfläche, exzentrisch	
7 Hornhaut	
8 Linse	
9 Netzhaut	30
10 Fovea (Macula)	

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung der Oberflächentopometrie an einer reflektierenden Oberfläche, wobei ein Projektionsmuster dynamisch auf die Oberfläche projiziert wird und ein von den zugehörigen Reflexionen auf der Oberfläche gebildetes Reflexionsmuster durch geeignete Taktfrequenz der Videocamera dergestalt erfaßt wird, daß daraus resultierende Kreisstrukturen erfaßt und ausgewertet werden. Die Lage und Eigenschaften von Lichtaustrittsstellen, die sich auf der rotierenden Projektionseinrichtung befinden sind in Intensität, Farbe, relativer Lage zueinander, variabel. Daraus ergibt sich eine z. B. interaktiv mit dem Auswertesystem — optimierbare Musterprojektion.
2. Verfahren gekennzeichnet dadurch, daß nicht nur das von der Hornhautoberfläche zurückfallende sondern das auch das von der Linsenoberfläche reflektierte Licht einer punktförmigen Lichtquelle (Purkynebilder 1 u. 3) ausgewertet werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 — 2 dadurch gekennzeichnet, daß als Erkennungsmarkierung unterschiedliche Farben benutzt werden.
4. Verfahren nach Anspruch 1 — 3 dadurch gekennzeichnet, daß die Abstände der Lichtpunkte variabel sind.
5. Verfahren nach Anspruch 1 — 4 dadurch gekennzeichnet, daß die Oberflächentopometrie der Augenhornhaut bestimmt wird.
6. Verfahren nach einer der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß die Purkynebilder 1 und 3, welche sich aus der dynamischen Projektion einer Lichtquelle ergeben miteinander verglichen werden.
7. Verfahren nach einer der vorhergehenden An-

sprüche dadurch gekennzeichnet, daß das Muster von Purkyne bild 1 und 3 qualitativ und quantitativ ausgewertet werden.

8. Verfahren nach einer der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß durch die relative Lage von Purkynebild 1 und 3, sowohl bei statischer Projektion als auch bei dynamischer Projektion — die zentrierte oder dezentrierte Lage der Augenlinse im Bezug auf die Hornhaut detektiert und quantifiziert werden kann.

9. Verfahren dadurch gekennzeichnet, daß durch Archivierung der relativen Position von Purkynebild 1 und 3 bei statischer Projektion einer Lichtquelle die individuell unterschiedliche Sehachse eines jeden Patienten meßtechnisch erfaßt werden kann.

10. Verfahren dadurch gekennzeichnet, daß die relative Lage von Purkynebild 1 und 3 als externe Signatur benutzt werden kann und zur objektiven Bestimmung der Sehachse durch geeignete Bildverarbeitungsverfahren oder Eyetracking-Verfahren nutzbar gemacht wird.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- L erseite -

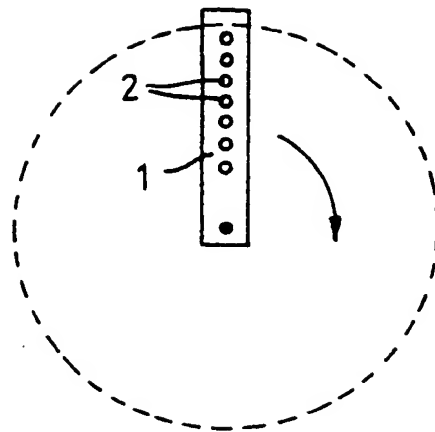


FIG. 1

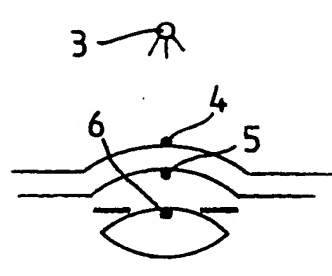


FIG. 2

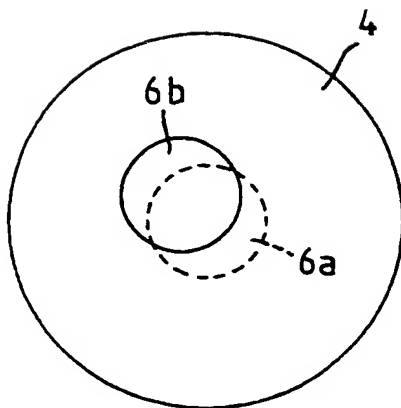


FIG. 3a

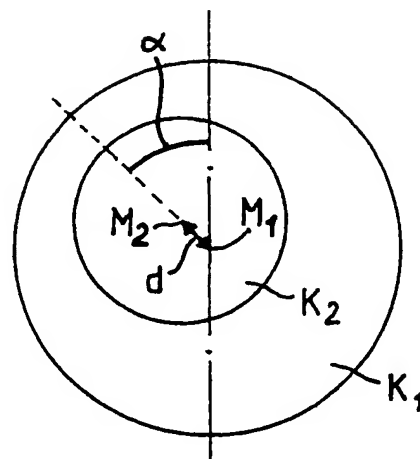


FIG. 3b

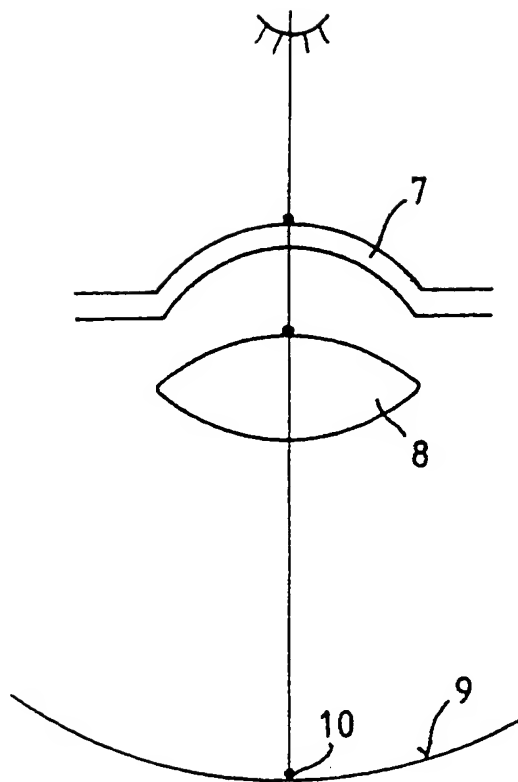


FIG. 4 a

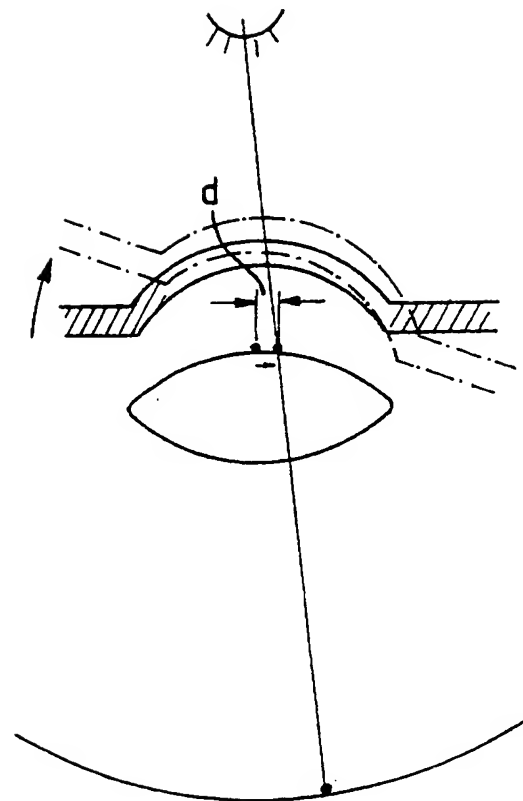


FIG. 4 b

PROCESS FOR DETERMINING THE SURFACE TOPOMETRY OF A
REFLECTING SURFACE

Description

The invention concerns a process and a device for determination of the dynamic surface topometry of a reflecting body.

These types of processes are particularly applicable in the measurement of the cornea, the lens surface, or any other technical spheroid body.

Until now, the concept of video keratometry referred to the projection of static, concentric ring patterns, so-called Placido disks made of concentric black, white, or colored rings, on the human cornea. The reflection from the corneal surface was hereby recorded with a videocamera for computer interpretation. The intervals of the deformations of the structure of the reflection pattern in comparison to a standard measure are of particular interest in this regard. In the case of measurement of a cornea, the standard measure consists of a known surface, which is necessary for correct interpretation/evaluation of the corneal surface. The analysis of the deviations mentioned from the standard measure provides information on the radius of curvature of the cornea, and on deviations from a spherical surface, such as those present in astigmatism.

Known documents regarding this type of process are, for example, US 497821, US 4863260, and US 4772115, P 43 01 525.5 and P 43.08 949.6. The assignment of the reflection pattern to the overlaid projection rings is frequently considered a difficult undertaking which is often subject to error.

The difficulty of assignment is great, due to a defective corneal surface or a complex surface structure of a technical body, when a ring, projected on the cornea, which was originally closed is altered in the reflection pattern in such a way that multiple rings come into contact at one or more locations. Due to incorrect assignment of structures of the reflection pattern which do not belong together for a specific overlaid projection ring, serious errors arise as a consequence, either in the form of incorrect determination of the radius of curvature or in the form of incorrect determination of the deviation of the surface of the body to be measured from the standard measure. The processes in use until now having these features used static patterns. Lines, pattern, and colors cannot be changed.

According to the invention, a dynamic projection is suggested to replace the static projection of a pattern. For this purpose, light spots on a rotating arm or a rotating structure which vary in brightness, color, and interval are radiated onto the object. Through suitable clock frequency of the recording camera used, closed ring structures arise in turn from these rotating light spots, Fig. 1.

The inventive activity arises in that only the resolutions varying according to the properties of the body used, the requirements for the resolution of the system, or varying measurement requirements for central, central-peripheral, and peripheral parts of the test object/cornea can be achieved in such a way that the features of the radiated light spots can be adjusted to the specific requirement. In particular, this means that the intervals can be increased or decreased, and appropriate color coding can be introduced, or a particular region (region of interest) can be measured with higher resolution.

Furthermore, the light spots applied can be altered interactively with the interpretation program in such a way that, for coarse, irregular bodies, various patterns can be tested and the best possible line or pattern structure can be selected. A significant increase in the ability of surface topometry/medical video keratometry to obtain information hereby results.

The process according to the invention for determination of surface topometry by means of dynamic pattern projection is a multifaceted process which is almost able to be used technically and medically. In a special application, the process can also be used for determination of the visual axis or determination of the position of the corneal apex and of the centering of the lens.

A special form of the application of dynamic pattern projection is suitable for determination of the position of the lens/the position of an implanted artificial lens relative to the corneal apex.

The process in this variant is based on the interpretation of so-called Purkinje images.

The partial reflections of a light source directed toward the eye at the optical boundary layers (anterior corneal surface, posterior corneal surface, anterior surface of the lens, posterior surface of the lens, etc.) are referred to as Purkinje images. These partial reflections are used according to the invention in order, during the imaging of a rotating bright light source, to pick up and interpret its partial reflections at various optical boundary layers positioned in sequence. Fig. 2.

If the first and third Purkinje image are picked up in this way, concentric circles arise when the apices of the lens and the cornea lie on one line. However, if the lens is

decentered, the circle of the Purkinje image 3 is decentered relative to that of the Purkinje image 1. Fig. 3.

In the case of an implanted artificial lens, and also in the case of the normal lens, decentering of the lens relative to the cornea can thereby be qualitatively recognized and a "lens astigmatism" can be differentiated from a "corneal astigmatism" (= clinical terminology). The magnitude and direction of the lens dislocation can be detected, using measurement technology, from the dimension of the eccentricity of the ring of Purkinje image 3 to that of Purkinje image 1. Fig. 3b: d,x).

In addition, this process is suitable for objectifying the visual axis of the patient during fixation of an available spot-shaped light source. During fixation of a light source, the patient orients the location of sharpest vision on the retina (macula, foveola) in such a way that this light source is imaged directly in the foveola. (Fig. 4a). This visual axis cannot be inferred in any way from the external eye, the eye position, or structures of the external eye, such as from the edge of the pupils; only the patient himself can orient this visual axis. However, the position of the visual axis, which varies individually for each patient, must be able to be detected with measurement technology for multiple examination and treatment tasks in microsurgery of the eye. Fig. 4b.

According to the invention, the amount and direction of the relative positions of Purkinje image 1 and Purkinje image 3 are detected and archived during fixation of a light source. In this way, it is, conversely, also possible to determine the visual axis externally using these two signatures (Purkinje image 1 and Purkinje image 3). Fig. 4b.

It is thereby possible in the clinical context to decide whether an image feature applied or present on the surface of the cornea lies centric or eccentric relative to the visual axis. Until now, this differentiation was not possible from the surface topometry obtained. Video keratometry cannot differentiate whether a given pattern reflected from the cornea reproduces the eccentric position of a surface feature or whether an eccentric fixation of the patient (eccentric position of the object picked up) only simulates this type of eccentric position.

A significant degree of inventiveness relative to all previous objective surface measurement processes of the cornea is thereby provided.

List of reference numbers

- 1 rotating arm
- 2 light emitting location (CWL, diode, etc.)
- 3 light source
- 4 Purkinje image 1 - anterior surface of cornea
- 5 Purkinje image 2 - posterior surface of cornea
- 6a Purkinje image 3 - anterior surface of lens, centric
- 6b Purkinje image 3 - anterior surface of lens, eccentric
- 7 cornea
- 8 lens
- 9 retina
- 10 fovea (macula)

CLAIMS

1. A process for the determination of the surface topometry of a reflecting surface, wherein a projection pattern is dynamically projected on the surface and a reflection pattern formed by the associated reflections on the surface is detected through suitable clock frequency of the video camera in such a way that circular structures thereby resulting are detected and interpreted, the position and characteristics of light emitting locations on the rotating projection unit are variable in regard to intensity, color and relative position to one another, and in this way, a pattern projection results which, for example, can be optimized interactively with the interpretation system.
2. The process characterized in that not only the light reflected from the anterior surface of cornea, but also the light reflected from the anterior surface of the lens from a spot-shaped light source (Purkinje images 1 and 3) is interpreted.
3. The process according to claim 1-2, characterized in that various colors are used as an identification marking.
4. The process according to claim 1-3, characterized in that the intervals of the light spots are variable.
5. The process according to claim 1-4, characterized in that the surface topometry of the cornea is determined.
6. The process according to one of the preceding claims, characterized in that the Purkinje images 1 and 3,

which result from dynamic projection of a light source, are compared with one another.

7. The process according to one of the preceding claims, characterized in that the pattern of Purkinje image 1 and 3 is qualitatively and quantitatively interpreted.
8. The process according to one of the preceding claims, characterized in that, during both static projection and dynamic projection, the centered or decentered position of the lens relative to the cornea can be detected and quantified through the relative position of Purkinje image 1 and 3.
9. The process, characterized in that the individually varying visual axis of each patient can be detected with measurement technology through archiving of the relative position of Purkinje image 1 and 3 during static projection of the light source.
10. The process, characterized in that the relative position of Purkinje image 1 and 3 can be used as an external signature and is made usable for objective determination of the visual axis through suitable image processing processes or eye-tracking processes.

ABSTRACT

The process of dynamic projection of patterns and interpretation of the reflected images from surfaces or of partial reflections on various optical surfaces lying behind one another (optical boundary layers in the human eye) has never been achieved until now. Therefore, according to the invention, questions of

- optimization of the reflected line pattern
- the relative position of reflected patterns arising from various Purkinje images,

which have arisen until now in microsurgery of the eye and possibly also in the field of technical measurement, can also be used to determine the individually variable position of the visual axis of the patient, which is not objectifiable by signatures and structures of the external eye. This, in turn, has decisive consequences for the evaluation of corneal topometries as a whole. It is hereby objectifiable for the first time whether a surface feature, which lies eccentrically in the image evaluation of the video keratometry, is caused by an actual eccentric positioning of the object tested or by eccentric positioning of the object tested relative to the recording unit. The relevance of this information is of great significance for microsurgery of the cornea.